

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

19

(11)Publication number : 06-063031

(43)Date of publication of application : 08.03.1994

(51)Int.Cl.

A61B 5/08

A61M 16/00

(21)Application number : 04-221631

(71)Applicant : DAIKIN IND LTD

(22)Date of filing : 20.08.1992

(72)Inventor : NAITO AKIRA  
KITAHARA HIROYUKI

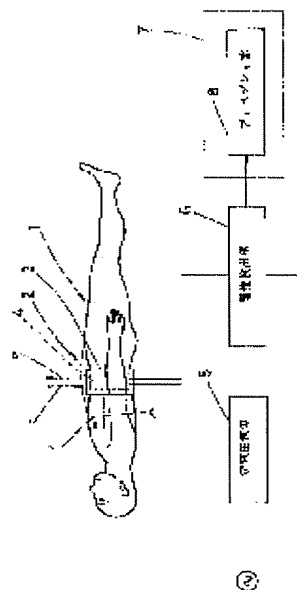
## (54) NO-BREATHING STATE DECIDING DEVICE AT SLEEPING TIME

## (57)Abstract:

PURPOSE: To decide a no-breathing state at the time when a person is sleeping by providing a flexible stomach band part attached to the belly of a human body and a variable resistor whose resistance value is varied in accordance with the expansion and the contraction of the band part.

CONSTITUTION: A stomach band 3 in which a variable resistor 4 is integrated into the inside is wound round to the belly 2 so as to be detachable and the variable resistor 4 is constituted so that its resistance value R is variable in accordance with the expansion and the contraction of the stomach band 3. Also, by a constant-voltage power source 5 for always applying a constant voltage to the variable resistor 4, the current of magnitude corresponding to the resistance value R at that time flows.

Moreover, a current detecting part 6 detects continuously the value of a current flowing through the variable resistor 4 and it is displayed in such a form as an elapsed time variation is known on a display part 8. Breathing in the course of sleeping of a person is usually abdominal breathing, the stomach band 3 expands and contracts in accordance with the vertical motion of the belly 2 and in accordance therewith, the variable resistor 4 is slid, as well and the resistance value R is varied large/small.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 28.06.1996

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2718330

[Date of registration] 14.11.1997

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Japanese Laid-open Publication of Patent Hei 6-63031

【TITLE OF THE INVENTION】 A Sleep Apnea Diagnosis Apparatus

【Abstract】 (Corrected)

【Structure】 A variable resistor is attached to a belly band 2 made of an elastic fabric. In this way, electric current flowing through the resistor varies because resistance values vary in accordance with slight extension and contraction of the belly band 2. Change in extension and contraction of the belly band 2 is displayed under the relationship between the current and the time period. From the relationship between the current and the time period, an apnea period, an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing and an amount of breathing per breath can be measured so that a judgment of sleep apnea is carried out.

【Advantage of the Invention】 No direct skin touch is made, there is no feeling of wearing such apparatus, so that there is less probability of causing negative influence for falling in a sleep. In this way, sufficient sleep state is secured and reliability of judgment is improved.

【Selected figure 1】

【CLAIM】

【Claim 1】 A sleep apnea diagnosis apparatus comprising:

a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body;

a variable resistor provided to the belly band and varying its resistance corresponding to extension and contraction of the belly band;

a power source for providing electric current flowing through the variable resistor;

a current detector detecting a variation of current values flow through the variable resistor corresponding to the variation of resistance values; and

a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

【Claim 2】 A sleep apnea diagnosis apparatus comprising:

a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body;

a distortion detector provided to the belly band and varying its

distortional stress corresponding to extension and contraction of the belly band;

a distortion-current converter converting a variation of the distortional stress detected by the detector into a variation of current;

a current detector detecting a variation of output current values of the distortion-current converter corresponding to the variation of distortional stress of the distortion detector; and

a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

### **【DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION】**

**【0001】**

**【Field of the invention】** This invention relates to a sleep apnea diagnosis apparatus for judging apnea states during sleep.

**【0002】**

**【Conventional art】** Sleep apnea is a phenomenon by which breathing temporary stops during sleep.

**【0003】** Conventionally, judgment of sleep apnea during sleep is carried out by measuring change in cardiac beats rate of the heart, respiratory sound, snore sound and the like.

**【0004】**

**【Problem to be solved】** In the measuring method of the above-mentioned cardiac beats rate, however, there exists a psychological probability to make it difficult for falling in sufficient sleep because a plurality of electrodes are attached on the chest of an examinee. As a consequence, there is a problem that it is difficult to carry out precise judgment.

**【0005】**The measuring method of the respiratory sound and snore sound has a problem inapplicable to an examinee who does not have clear respiratory sound or snore sound.

**【0006】**

**【Means for solving the problem】** The invention defined in Claims 1 and 2 are invented to resolve the above-described problems, each of which are configured as follows.

**【0007】** (1) Configuration of the invention defined in Claim 1

The invention defined in Claim 1 comprises a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body, a variable resistor provided to the belly band and varying its resistance corresponding to extension and

contraction of the belly band, a power source for providing electric current flowing through the variable resistor, a current detector detecting a variation of current values flow through the variable resistor corresponding to the variation of resistance values, and a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

【0008】 (2) Configuration of the invention defined in Claim 2

The invention defined in Claim2 comprises a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body, a distortion detector provided to the belly band and varying its distortional stress corresponding to extension and contraction of the belly band, a distortion-current converter converting a variation of the distortional stress detected by the detector into a variation of current, a current detector detecting a variation of output current values of the distortion-current converter corresponding to the variation of distortional stress of the distortion detector, and a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

【0009】

【Function of the invention】

(1) Function of the invention defined in Claim 1

In the configuration of the sleep apnea diagnosis apparatus defined in Claim1, as described in the above, such apparatus comprises a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body, a variable resistor provided to the belly band and varying its resistance corresponding to extension and contraction of the belly band, a power source for providing electric current flowing through the variable resistor, a current detector detecting a variation of current values flow through the variable resistor corresponding to the variation of resistance values, and a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

【0010】 In this way, when the examinee under sleep breathes, the belly bad will expand and contract, the resistance of the variable resister varies and the value of the current values which flows through according to the variation also varies.

【0011】 Usually, people do abdominal breathing, while sleeping. In abdominal breathing, lungs expand by inhalation of air at the time of

inspirations. Such expansion pushes down the lungs to a direction of the legs so that the diaphragm retracts to that direction. Accordingly, the abdomen expands upper wards. On the other hand, lungs contract by expiration of air at the time of expirations, and they are pushed up to a direction of the head. As a consequence, the diaphragm moves up and the abdomen retracts to downwards. Such a series of movements cause constant up-and-down motions of the abdomen during the sleep. In sleep apnea, however, the up-and-down motion of the abdomen stops simultaneously with a respiratory stop.

【0012】 During constant breathing, the variation of current detected with the current detector become substantially a fixed cycle and amplitude. If breathing stops, however, no variation in the current is observed. When breathing resumes, the above-mentioned current value will once become large and the cycle is short and amplitude becomes large. Thereafter, the current variation becomes small again and amplitude will be in the original state as illustrated. In this way, an apnea period, an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing and the like can be measured. In addition, a precise judgment can be carried out as a result of performing estimation of the amount of breathing.

【0013】 (2) Function of the invention defined in Claim 2

In the configuration of the sleep apnea diagnosis apparatus defined in Claim2, as described in the above, such apparatus comprises a belly band having elasticity and wrapped on abdomen of a human body, a distortion detector provided to the belly band and varying its distortional stress corresponding to extension and contraction of the belly band, a distortion-current converter converting a variation of the distortional stress detected by the detector into a variation of current, a current detector detecting a variation of output current values of the distortion-current converter corresponding to the variation of distortional stress of the distortion detector, and a judgment part for judging apnea states during sleep from the variation of the current values detected with the current detector.

【0014】 In this way, a variation of distortional stress of the distortion detector is caused through the extension and contraction of the belly band when people do breathing duping their sleep. Corresponding to such variation, the current values converted from the output voltage of the

distortion detector varies as well.

【0015】 As described in the above, usually, people do abdominal breathing, while sleeping. In abdominal breathing, lungs expand by inhalation of air at the time of inspirations. Such expansion pushes down the lungs to a direction of the legs so that the diaphragm retracts to that direction. Accordingly, the abdomen expands upper wards. On the other hand, lungs contract by expiration of air at the time of expirations, and they are pushed up to a direction of the head. As a consequence, the diaphragm moves up and the abdomen retracts to downwards. Such a series of movements cause constant up-and-down motions of the abdomen during the sleep. In sleep apnea, however, the up-and-down motion of the abdomen stops simultaneously with a respiratory stop.

【0016】 During constant breathing, the variation of current detected with the current detector become substantially a fixed cycle and amplitude. If breathing stops, however, no variation in the current is observed. When breathing resumes, the above-mentioned current value will once become large and the cycle is short and amplitude becomes large. Thereafter, the current variation becomes small again and amplitude will be in the original state as illustrated. In this way, an apnea period, an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing and the like can be measured. In addition, a precise judgment can be carried out as a result of performing estimation of the amount of breathing.

【0017】

【Advantages of the invention】 According to the sleep apnea diagnosis apparatus of the present invention, since no direct skin touch is made, there is no feeling of wearing such apparatus, so that there is less probability of causing negative influence for falling in a sleep. In this way, sufficient sleep state is secured and reliability of judgment is improved. Moreover, much lower measurement error is expected for body movements during the sleep. Further, a high cost-effectiveness is achieved because an apnea period, an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing can be measured from the variation of the resistance values or the distortional values.

【0018】

【Embodiment of the invention】

(1) The first embodiment

Figs. 1 and 2 show the structure and the function of a sleep apnea diagnosis apparatus according to the first embodiment of the present invention.

【0019】 Fig. 1 shows the structure of such apparatus, and reference numeral 1 represents human body and reference numeral 2 illustrates its abdomen.

【0020】 A belly band 3, inside of which a variable resistor 4 is embedded, is wrapped detachably on the abdomen 2. Such band 3 is formed of an elastic member such as rubber and the like so that it is extendable. The value of such variable resistor 4 varies its resistance  $R$  corresponding to the extension and contraction of the band 3.

【0021】 The reference numeral 5 represents a constant-voltage power source which always applies a constant voltage to the variable resistor 4, and a certain amount of current flows through the variable resistor 4 from the constant-voltage power source 5.

【0022】 The reference numeral 6 represents a current detector, such current detector 6 sequentially detects the current values flow through the variable resistor 4 and outputs the current values so as to recognize their variation over time to the display as shown in Fig. 2.

【0023】 In general, people do abdominal breathing, while sleeping. In abdominal breathing, lungs expand by inhalation of air at the time of inspirations. Such expansion pushes down the lungs to a direction of the legs (arrow H) so that the diaphragm retracts to that direction. Accordingly, the abdomen 2 expands upper wards (in a direction of arrow R). On the other hand, lungs contract by expiration of air at the time of expirations, and they are pushed up to a direction of the head (arrow I). As a consequence, the diaphragm moves up and the abdomen retracts to downwards (arrow N). Such a series of movements cause constant up-and-down motions of the abdomen 2 during the sleep.

【0024】 Therefore, the above-mentioned abdomen band 3 expands and contracts according to the up-and-down motion of the abdomen 2, the variable resistor 4 is also moved corresponding to the motion and the value of resistance  $R$  varies accordingly.

【0025】 Consequently, the value  $I$  of current flowing through the variable resistor 4 varies vice versa, and the current is detected by the current detector and is displayed on the display 8 included in a sleep apnea

diagnosis part 7 as a sine-wave pattern as shown in Fig. 2.

【0026】 In sleep apnea, however, the up-and-down motion of the abdomen 2 stops simultaneously with a respiratory stop. Usually, sleep apnea starts after an expiration end. Therefore, the oxygen concentration in blood decreases in sleep apnea and carbon dioxide level increases. Since apnea period is for 20 to 60 seconds as shown in Fig. 2 and breathing restarts again. The shortage of oxygen immediately after a respiratory start causes intense breathing that makes rapid up-and-down motions.

【0027】 That is, during constant breathing, the variation of current detected with the current detector 6 become substantially a fixed cycle and amplitude. If breathing stops, however, no variation in the current is observed as shown in Fig. 2. When breathing resumes, the above-mentioned current value will once become large and the cycle is short and amplitude becomes large. Thereafter, the current variation becomes small again and amplitude will be in the original state as illustrated.

【0028】 In this way, an apnea period, an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing and the like can be measured. In addition, a precise judgment can be carried out as a result of performing estimation of the amount of breathing.

【0029】 (2) The second embodiment

Figs. 3 and 4 show the structure and the function of a sleep apnea diagnosis apparatus according to the second embodiment of the present invention.

【0030】 Fig. 3 shows the structure of such apparatus, and reference numeral 1 represents human body and reference numeral 2 illustrates its abdomen similar to the first embodiment.

【0031】 A belly band 3, inside of which a distortion detector 11 is embedded, is wrapped detachably on the abdomen 2. Such band 3 is formed of an elastic member such as rubber and the like so that it is extendable. The output voltage varies corresponding to the extension and contraction of the band 3 which make variation of distortional stress generated at that time.

【0032】 The reference numeral 5 represents a constant-voltage power source applying a certain amount of voltage to the detector 11. With the power source 5, the detector 11 outputs an amount of voltage V corresponding to the distortional stress generated at that time.

【0033】 The reference numeral 12, on the other hand, represents a



voltage-current converter. Such voltage-current converter 12 sequentially converts the output voltage  $V$  into a current  $I$  in a form which can recognize its variation over time on the display 8 as shown in Fig. 4.

【0034】 As described in the first embodiment, usually, people do abdominal breathing, while sleeping. In abdominal breathing, lungs expand by inhalation of air at the time of inspirations. Such expansion pushes down the lungs to a direction of the legs so that the diaphragm retracts to that direction. Accordingly, the abdomen 2 expands upper wards. On the other hand, lungs contract by expiration of air at the time of expirations, and they are pushed up to a direction of the head. As a consequence, the diaphragm moves up and the abdomen retracts to downwards. Such a series of movements cause constant up-and-down motions of the abdomen 2 during the sleep.

【0035】 Therefore, the above-mentioned abdomen band 3 expands and contracts according to the up-and-down motion of the abdomen 2, the detector 11 causes distortional displacement corresponding to the motion.

【0036】 Consequently, the detector 11 generates a certain level of voltage corresponding to the motion, and the value of such voltage  $V$  is converted into a current  $I$  by the voltage-current converter 12 and is displayed on the display 8 included in a sleep apnea diagnosis part 7 as a sine-wave pattern as shown in Fig. 4.

【0037】 In sleep apnea, the up-and-down motion of the abdomen 2 stops simultaneously with a respiratory stop. Sleep apnea starts after an expiration end. Therefore, the oxygen concentration in blood decreases in sleep apnea and carbon dioxide level increases. Since apnea period is for 20 to 60 seconds and breathing restarts again. The shortage of oxygen immediately after a respiratory start causes intense breathing that makes rapid up-and-down motions.

【0038】 That is, during constant breathing, the variation of current detected become substantially a fixed cycle and amplitude as shown in Fig. 4. If breathing stops, on the other hand, no variation in the current is observed. When breathing resumes, the above-mentioned current value will once become large and the cycle is short and amplitude becomes large. Thereafter, the current variation becomes small again and amplitude will be in the original state.

【0039】In this way, an apnea period , an apnea cycle, the number of apnea, the normal number of breathing and the like can be measured. In addition, a precise judgment can be carried out as a result of performing estimation of the amount of breathing.

**【Brief description of the drawings】**

**【Fig. 1】**

FIG. 1 is a systematic diagram illustrating a sleep apnea diagnosis apparatus according to the first embodiment of the present invention.

**【Fig. 2】**

FIG. 2 is a waveform chart of detected electric current by the sleep apnea diagnosis apparatus.

**【Fig. 3】**

FIG. 3 is a systematic diagram illustrating a sleep apnea diagnosis apparatus according to the second embodiment of the present invention.

**【Fig. 4】**

FIG. 4 is a waveform chart of detected electric current by the sleep apnea diagnosis apparatus.

**【Description of the reference numerals】**

1 :human body, 2: abdomen, 3: a belly band, 4: a variable resistor, 5 : a constant-voltage power source, 6 : a current detector, 7 : a sleep apnea diagnosis part, 8: a display, 11: a distortion detector, 12: a voltage-current converter.

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-63031

(43)公開日 平成 6 年(1994) 3 月 8 日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/08		8932-4C		
A 6 1 M 16/00	3 7 0 Z	9052-4C		

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平4-221631

(22)出願日 平成 4 年(1992) 8 月20日

(71)出願人 000002853

ダイキン工業株式会社  
大阪府大阪市北区中崎西 2 丁目 4 番12号  
梅田センタービル

(72)発明者 内藤 明

茨城県つくば市御幸が丘 3 番地 ダイキン  
工業株式会社内

(72)発明者 北原 博幸

茨城県つくば市御幸が丘 3 番地 ダイキン  
工業株式会社内

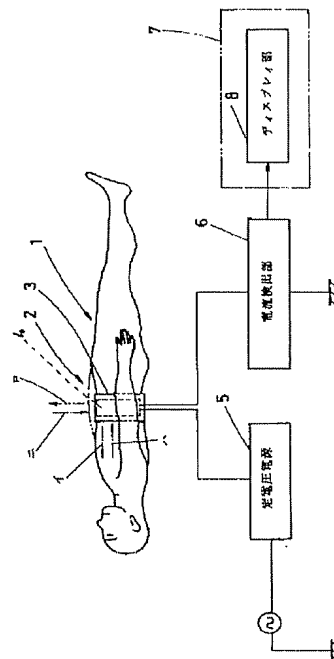
(74)代理人 弁理士 大浜 博

(54)【発明の名称】 睡眠時の無呼吸状態判定装置

(57)【要約】 (修正有)

【構成】 可変抵抗器を伸縮性のある素材で作られた腹巻 2 に取り付ける。すると、腹巻 2 の微妙な伸縮に伴い抵抗値が変化するため、抵抗を流れる電流も変化する。呼吸に伴う腹巻の伸縮変化を電流と時間の関係で表示する。そして、電流-時間の関係から無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数、正常な呼吸回数および呼吸 1 回当たりの呼吸量を算出して判定する。

【効果】 直接肌に触れないため、装着感がなく、入眠に影響を与えない。そのため、十分な睡眠状態が確保され、判定の信頼性が向上する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ当該腹巻き部の伸縮に応じて抵抗値が変化する可変抵抗器と、この可変抵抗器に電流を流す電源供給手段と、上記可変抵抗器の抵抗値の変化に応じた上記可変抵抗器を流れる電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とを備えてなる睡眠時の無呼吸状態判定装置。

【請求項2】 人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ当該腹巻き部の伸縮に応じて歪み応力が変化する歪み計と、この歪み計の歪み応力の変化を電流値の変化に変える歪み-電流変換手段と、上記歪み計の歪み応力の変化に応じた上記歪み-電流変換手段の出力電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とを備えてなる睡眠時の無呼吸状態判定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本願発明は、人の睡眠時における無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】睡眠中に一時的に呼吸が停止する睡眠時無呼吸症がある。

【0003】従来、このような睡眠時における無呼吸状態の判定は、例えば心臓の心拍数の変化や呼吸音、いびき音などを測定することによって行うようにしていた。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記心拍数の測定方法は、複数の電極を胸部に取付けて行うために、心理的に十分な入眠を不可能にする恐れがあり、必ずしも正確な判定を下すことができない問題がある。

【0005】また、呼吸音やいびき音の測定による方法は、明瞭な呼吸音やいびき音を伴わない人に対して適用できない問題がある。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】本願の請求項1および2記載の発明は、各々上記の問題を解決することを目的としてなされたものであって、それぞれ次のように構成されている。

## 【0007】(1) 請求項1記載の発明の構成

請求項1記載の発明は、人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ当該腹巻き部の伸縮に応じて抵抗値が変化する可変抵抗器と、この可変抵抗器に電流を流す電源供給手段と、上記可変抵抗器の抵抗値の変化に応じた上記可変抵抗器を流れる電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流

検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とを備えて構成されている。

## 【0008】(2) 請求項2記載の発明の構成

請求項2記載の発明は、人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ当該腹巻き部の伸縮に応じて歪み応力が変化する歪み計と、この歪み計の歪み応力の変化を電流値の変化に変える歪み-電流変換手段と、上記歪み計の歪み応力の変化に応じた上記歪み-電流変換手段の出力電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とを備えて構成されている。

## 【0009】

## 【作用】

## (1) 請求項1記載の発明の作用

本願の請求項1記載の発明の睡眠時の無呼吸状態判定装置の構成では、上述のように、人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ当該腹巻き部の伸縮に応じて抵抗値が変化する可変抵抗器と、この可変抵抗器に電流を流す電源供給手段と、上記可変抵抗器の抵抗値の変化に応じた上記可変抵抗器を流れる電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とが設けられている。

【0010】したがって、睡眠中の人が呼吸をすると、上記腹巻き部が伸縮して上記可変抵抗器の抵抗値が変化し、それに応じて流れる電流の値も変わる。

【0011】通常、人の睡眠中の呼吸は腹式呼吸となる。腹式呼吸では吸気時に吸気によって肺が膨張し、横隔膜が下降する。そして、それに伴って腹部が上方に膨張する。一方、呼気時には、呼気によって肺が収縮し、それに伴って、横隔膜が上昇して、腹部が下方に収縮する。このような一連の運動により、睡眠中は規則正しい腹部の上下運動が行われる。しかし、無呼吸状態では呼吸停止と同時に、腹部の上下運動も停止する。

【0012】規則的な呼吸が行われていると、上記電流検出部で検出される電流変化はほぼ一定の周期と振幅になる。一方、呼吸が停止すると、電流変化がなくなる。そして、呼吸が再開すると、電流値は一旦大きくなる。そして、周期は短く、振幅は大きくなる。そして、その後、再び電流変化は小さくなり、周期と振幅は元の状態になる。したがって、これにより無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数および正常な呼吸回数等を測定することができる。さらに、また呼吸量も推算可能となる。

## 【0013】(2) 請求項2記載の発明の作用

本願の請求項2記載の発明の睡眠時の無呼吸状態判定装置の構成では、上述のように人体の腹部に対して取付けられる伸縮自在な腹巻き部と、この腹巻き部に設けられ

当該腹巻き部の伸縮に応じて歪み応力が変化する歪み計と、この歪み計の歪み応力の変化を電流値の変化に変える歪み-電流変換手段と、上記歪み計の歪み応力の変化に応じた上記歪み-電流変換手段の出力電流値の変化を検出する電流検出手段と、この電流検出手段によって検出された電流値の変化から睡眠時の無呼吸状態を判定する無呼吸状態判定手段とが設けられている。

【0014】したがって、睡眠中の人が呼吸をすると、上記腹巻き部が伸縮して上記歪み計の歪み応力が変化し、それに応じて歪み計の出力電圧を電圧-電流変換し 10 た電流値も変わる。

【0015】上述の如く、通常、人の睡眠中の呼吸は腹式呼吸となる。腹式呼吸では吸気時に吸気によって肺が膨張し、横隔膜が下降する。そして、それに伴って腹部が上方に膨張する。一方、呼気時には、呼気によって肺が収縮し、それに伴って、横隔膜が上昇して、腹部が下方に収縮する。このような一連の運動により、睡眠中は規則正しい腹部の上下運動が行われる。しかし、無呼吸状態では呼吸停止と同時に、腹部の上下運動も停止す 20 る。

【0016】規則的な呼吸が行われていると、上記検出される電流の変化はほぼ一定の周期と振幅になる。ところが呼吸が停止すると、電流変化がなくなる。そして、呼吸が再開すると、上記電流値は一旦大きくなる。そして、周期は短く、振幅は大きくなる。その後、再び電流変化は小さくなり、周期と振幅は元の状態になる。従って、これにより無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数および正常な呼吸回数等を測定することができる。さらに、また呼吸量も推算可能となる。

【0017】

【発明の効果】以上の結果、本願発明の睡眠時の無呼吸状態判定装置によると、直接肌に触れないため、装着感がなく、入眠に影響を与えない。そのため、十分な睡眠状態が確保され、判定の信頼性が向上する。また、睡眠中の体動に対しても、測定誤差が小さい。また、抵抗値又は歪み値の変化により、比較的簡単に無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数および正常な呼吸回数が算出でき、さらに、呼吸1回当たりの呼吸量の推算ができるので、性能の割にコストも安い。

【0018】

【実施例】

(1) 第1実施例

図1および図2は、本願発明の第1実施例に係る睡眠時の無呼吸状態判定装置の構成および作用を示している。

【0019】まず、図1は同装置の構成を示すもので、符号1は人体、2はその腹部を示している。

【0020】そして、上記腹部2には内部に可変抵抗器4を組込んだ腹巻3が取り外し可能に巻かれている。該腹巻3は、例えばゴム等の弾性部材を使用して伸縮自在に構成されており、上記可変抵抗器4は該腹巻3の伸縮 50

に応じて、その抵抗値Rが可変ならしめられるようになっている。

【0021】また、符号5は上記可変抵抗器4に対して常時一定の電圧を印加する定電圧電源であり、該定電圧電源5により上記可変抵抗器4には、その時の抵抗値Rに応じた大きさの電流が流されるようになっている。

【0022】一方、符号6は電流検出部であり、該電流検出部6は上記可変抵抗器4を流れる電流値を連続的に検出し、ディスプレイ部8に例えば図2に示すように経時的な変化が分かる形で表示する。

【0023】通常、人の睡眠中の呼吸は腹式呼吸となる。腹式呼吸では、吸気時に吸気によって肺が膨張し、人体下方側足部方向(矢印ハ方向)に押し下げられて横隔膜が下降する。そして、それに伴って腹部2が上方(矢印ロ方向)に膨張する。一方、呼気時には、呼気によって肺が収縮し、人体上方側頭部方向(矢印イ方向)に押し上げられる。その結果、横隔膜が上昇して、腹部2が下方(矢印ニ方向)に収縮する。このような一連の運動により、睡眠中は本来規則正しい腹部2の上下運動が行われ 20 る。

【0024】したがって、この腹部2の上下運動に応じて上記腹巻3が伸縮し、それに対応して上記可変抵抗器4も摺動して抵抗値Rが大小変化する。

【0025】その結果、当該可変抵抗器4を流れる電流の値Iは、それと逆の関係で大小変化するることになり、それが上記電流検出部6で検出され、無呼吸状態判定部7を形成するディスプレイ部8に例えば図2のようにサインカーブ状に表示される。

【0026】しかし、無呼吸状態では呼吸停止と同時に 30 に、腹部2の上下運動も停止する。そして、通常、無呼吸状態では呼気終了後に開始される。したがって、該無呼吸状態では血液中の酸素濃度が減少し、二酸化炭素濃度が増加する。無呼吸時間は図2に示すように20〜60秒程度で、再び、呼吸を再開する。そして、呼吸開始直後は酸素不足により、激しい呼吸により、腹部も激しい上下運動をする。

【0027】すなわち、規則的な呼吸が行われていると、上記電流検出部6で検出される電流の変化はほぼ一定の周期と振幅になる。ところが、呼吸が停止すると、図2に示すようにその電流変化がなくなる。やがて呼吸が再開すると、上記電流値は一旦大きくなる。そして、周期は短く、振幅は大きくなる。その後、再び電流変化は小さくなり、周期と振幅は図示の如く元の状態になる。

【0028】したがって、これにより無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数および正常な呼吸回数などを測定することができる。さらに、呼吸量も推算可能となり、無呼吸状態を高精度に判定し得るようになる。

【0029】(2) 第2実施例

図3および図4は、本願発明の第2実施例に係る睡眠時

の無呼吸状態判定装置の構成および作用を示している。

【0030】先ず、図3は同装置の構成を示すもので、第1実施例同様符号1は人体、2はその腹部を示している。

【0031】そして、上記腹部2には内部に歪み計11を組込んだ腹巻3が取り外し可能に巻かれている。該腹巻3は、例えばゴム等の弾性部材を使用して伸縮自在に構成されており、上記歪み計11は該腹巻3の伸縮に対応した歪み応力の変化に応じて、その出力電圧が可変ならしめられるようになっている。

【0032】また、符号5は上記歪み計11に対して常時一定の作動電源を印加する定電圧電源であり、該定電圧電源5により上記歪み計11は、その時の歪み応力に応じた大きさの電圧Vを出力するようになっている。

【0033】一方、符号12は電圧-電流変換部であり、該電圧-電流変換部12は上記歪み計11の出力電圧Vを電流値Iに連続的に変換し、ディスプレイ部8に例えば図4に示すように経時的な変化が分かる形で表示する。

【0034】第1実施例について述べたように、通常、人の睡眠中の呼吸は腹式呼吸となる。腹式呼吸では、吸気時に吸気によって肺が膨張し、人体下方側足部方向に押し下げられて横隔膜が下降する。そして、それに伴って腹部2が上方に膨張する。一方、呼気時には、呼気によって肺が収縮し、人体上方側頭部方向に押し上げられる。その結果、横隔膜が上昇して、腹部2が下方に収縮する。このような一連の運動により、睡眠中は本来規則正しい腹部2の上下運動が行われる。

【0035】したがって、この腹部2の上下運動に応じて上記腹巻3が伸縮し、それに対応して上記歪み計11も応力変位する。

【0036】その結果、当該歪み計11は、それに対応した電圧レベルの出力を発生することになり、その電圧

値Vが上記電圧-電流変換部12で電流値Iに変換され、無呼吸状態判定部7のディスプレイ部8に例えば図4のようにサインカーブ状に表示される。

【0037】無呼吸状態では呼吸停止と同時に、腹部2の上下運動も停止する。無呼吸状態は呼気終了後に開始される。したがって、無呼吸状態では血液中の酸素濃度が減少し、二酸化炭素濃度が増加する。無呼吸時間は20～60秒程度で、再び、呼吸を再開する。そして、呼吸開始直後は酸素不足により、激しい呼吸により、腹部も激しい上下運動をする。

【0038】すなわち、規則的な呼吸が行われていると、上記検出される電流変化は図4に示すようにほぼ一定の周期と振幅になる。一方、呼吸が停止すると、同電流変化がなくなる。そして呼吸が再開すると、電流値は一旦大きくなる。そして、周期は短く、振幅は大きくなる。その後、電流変化は小さくなり、周期と振幅は元の状態になる。

【0039】したがって、これにより無呼吸時間、無呼吸周期、無呼吸回数および正常な呼吸回数などを測定することができる。さらに、呼吸量も推算可能となるので、高精度な無呼吸状態が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本願発明の第1実施例に係る睡眠時の無呼吸状態判定装置の判定システム図である。

【図2】図2は、同装置の検出電流の波形図である。

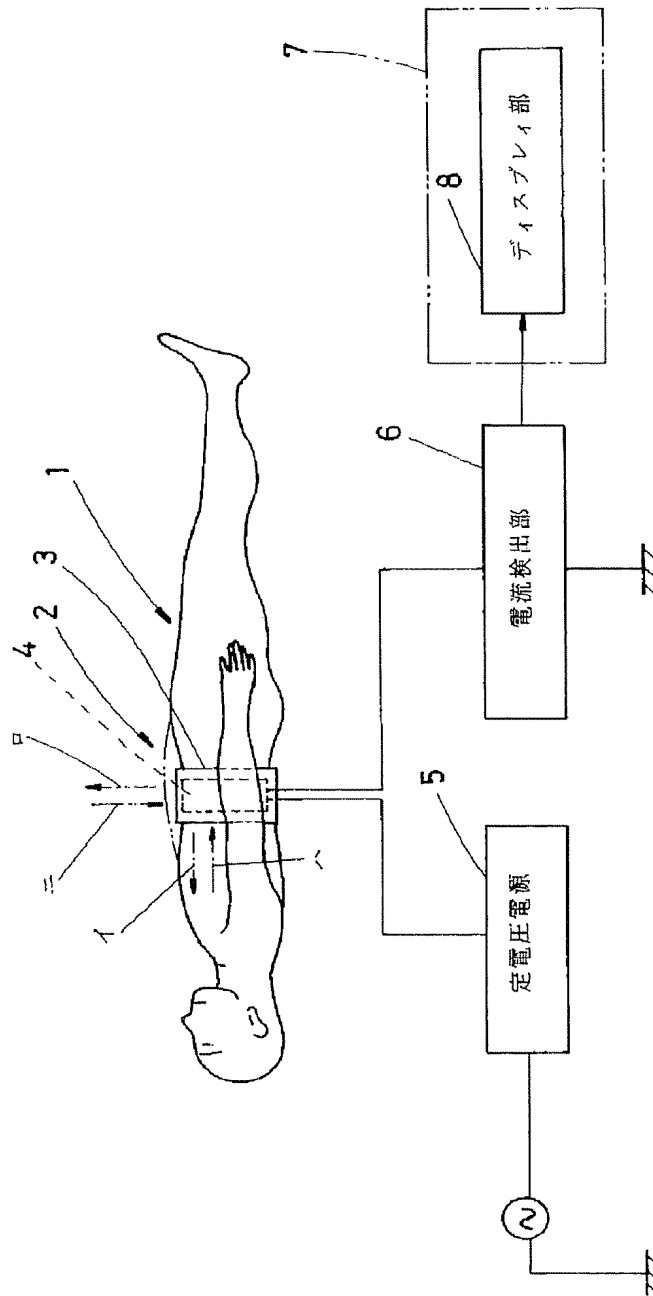
【図3】図3は、本願発明の第2実施例に係る睡眠時の無呼吸状態判定装置のシステム図である。

【図4】図4は、同装置の検出電流の波形図である。

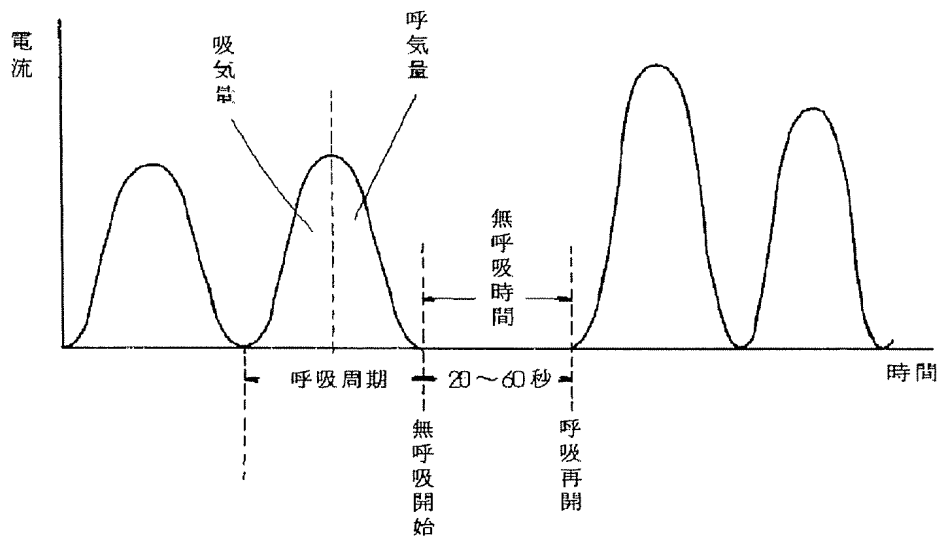
【符号の説明】

1は人体、2は腹部、3は腹巻、4は可変抵抗器、5は定電圧電源、6は電流検出部、7は無呼吸状態判定部、8はディスプレイ部、11は歪み計、12は電圧-電流変換部である。

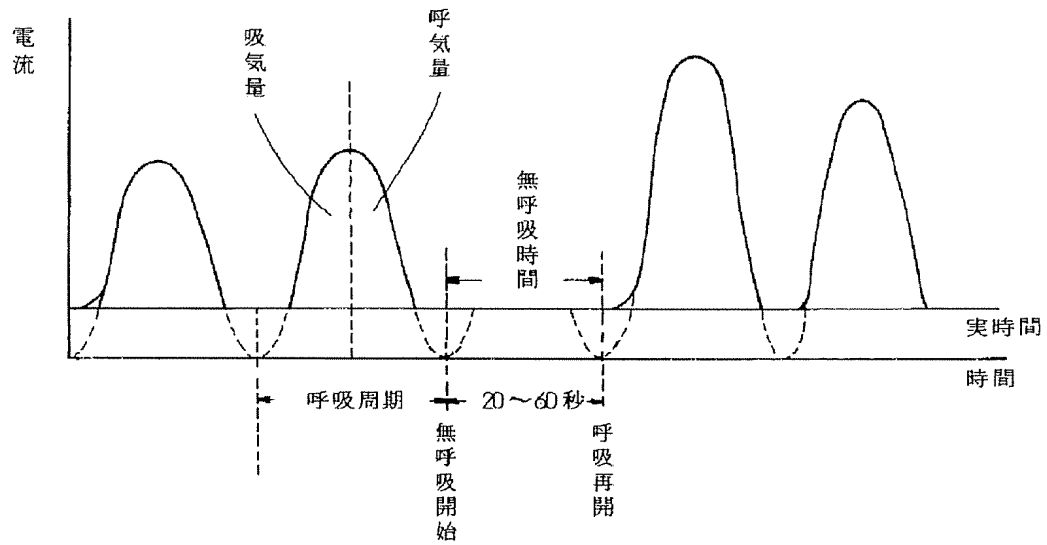
【図1】



【図2】



【図4】





(7)

【図3】

